

# 세 가지 인공 추간판의 생체역학적 평가

\*박원만<sup>1</sup>, 주증우<sup>2</sup>, 김경수<sup>3</sup>, 김윤혁<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 경희대학교 기계공학과, <sup>2</sup> 경희대학교 테크노공학대학, <sup>3</sup> 경희대학교 자연과학융합연구원

## Biomechanical Evaluation of Three Types of Artificial Discs

\*W. M. Park<sup>1</sup>, J. W. Joo<sup>2</sup>, K. Kim<sup>3</sup>, Y. H. Kim<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Dept. of Mech. Eng., Kyung Hee Univ., <sup>2</sup> School of Adv. Tech., Kyung Hee Univ., <sup>3</sup> Institute of Natural Sciences, Kyung Hee Univ.

Key words : Lumbar spine, Artificial disc, Finite element analysis

### 1. 서론

요추부위 질환 치료의 수술적 방법 중 가장 일반적인 방법은 척추 고정술이다. 척추 고정술은 추간판 혹은 추체의 위치에 케이지를 삽입하고, 케이지 주위를 나사못과 금속봉을 이용하여 고정시키는 수술방법이다. 하지만, 척추 고정술을 시행할 경우 수술 부위의 운동을 제한하여 인접 분절의 추간판 손상을 야기하는 것으로 알려져 있다. 이러한 척추 고정술의 단점을 보완하기 위하여, 최근에는 수술 부위의 움직임을 보존할 수 있는 인공 추간판의 사용이 점차 증가하고 있다.<sup>1</sup>

현재 요추 부위의 치료에 사용되는 인공 추간판에는 ProDisc® II (Spine Solutions, Inc., New York, U.S.A), Maverick (Medtronic Sofamor Danek, Inc., Memphis, U.S.A), SB Charite™ III (Dupuy spine, Inc., Synthes, Switzerland) 등이 있다. 인공 추간판들에 대한 관심의 증가와 함께 이에 대한 임상, 실험 및 유한요소 해석을 이용한 연구들이 발표되었지만 아직까지 인공 추간판의 효과에 대해서는 많은 논란이 있는 실정이다.<sup>1</sup> 본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 현재 사용되고 있는 인공 추간판들에 대하여 생체역학적 분석을 수행하였다. 이를 위하여 L1-S의 유한요소 모델을 개발하였으며, 개발한 모델의 L4-L5 사이에 각각의 인공 추간판을 삽입하였다. 이 모델을 이용하여 굽힘 및 신전에서 척추의 거동, 후관절에 걸리는 접촉력, 인공 추간판에 걸리는 응력 등을 분석하였다. 이를 통해 현재 사용되고 있는 인공 추간판의 문제점을 분석하고 해결 방안을 제안하였다.

### 2. 재료 및 방법

#### 2.1 정상 척추 유한요소 모델 개발

유한요소 모델 개발을 위하여 척추에 병변이 없는 신장 175cm의 21세 남성의 요추(L1-S1)를 1mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영하였다. 모델은 시상면을 중심으로 대칭이 되도록 개발하였다. 길질뼈, 해면뼈, 후면 돌기 부분으로 구성되는 추체, 윤상인대와 수핵으로 구성되는 추간판, 그리고 7개의 인대(세로 인대, 뒤세로 인대, 횡간인대, 극간인대, 극상인대, 관절주머니 인대, 그리고 황색인대)가 부착되어 L1-S1 요추 부위의 정상 척추 유한요소 모델이 Fig. 1과 같이 개발 되었다. 척추 모델링에 사용된 물성치들은 과거 문헌들을 참조하였다.<sup>2,3</sup>

#### 2.2 인공 추간판 유한요소 모델 개발

개발된 정상 척추 모델의 L4-L5 사이에 인공 추간판이 삽입되었다. 각각의 인공 추간판의 상-하부면은 추체의 종판에 완전히 고정시켰으며, 인공추간판 내부의 접촉은 3차원 비선형 면접촉으로 설정하였다. 인공 추간판이 삽입되는 L4-L5 추간판 부분의 수핵과 앞세로 인대는 완전히 제거되었으며, 일부 윤상인대가 제거되었다(Fig. 2). 인공 추간판의 위치, 인대 및 윤상인대의 제거 정도는 신경외과 전문의에 의하여 결정되었다.

#### 2.3 하중 및 경계 조건

정상 척추 모델의 검증 을 위하여 천추를 고정시킨 상태에서 제1요추에 5Nm의 굽힘 및 신전 순수 모멘트를 가하였다. 인공 추간판의 생체역학적 평가를 위한 실험에서는 천추가 고정된 상태에서 추적 하중 경로 방향의 압축 하중 400N을 가한 후, 굽힘 및 신전방향의 5Nm의 모멘트를 가하였다.

### 3. 결과

#### 3.1 정상 요추 모델 및 추적 하중 조건의 검증

정상 모델의 검증을 위하여 순수 모멘트하중 하에서의 척추 거동을 기존 발표된 실험 및 해석 연구 결과와 비교하였다. L1-L2 분절에서는 실험에 비하여 약 20% 낮은 강성도를 보였으며, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S에서는 각각 26, 17, 42, 25% 씩 큰 강성도를 보였다. 비록 L1-L2부분에서의 강성도가 실험논문에 비하여 낮았으나, L2-S까지 각분절에서의 강성도가 아래로 내려갈수록 점차 작아지는 동일한 경향을 나타내었다.<sup>4,5</sup>

또한 Rohlmann 등의 연구결과와 비교하여 하중 조건을 검증하였다.<sup>6</sup> 기존 연구 결과에 따르면, 굽힘에서 압축 하중과 굽힘 모멘트를 함께 가한 경우, 굽힘 모멘트만을 가한 경우에 비하여 9% 큰 회전량을 보였으며, 신전에서는 압축하중을 함께 가한 경우 25% 작은 회전량을 보였다. 본 연구에서는 굽힘 및 신전에서 압축하중을 가한 경우 그렇지 않은 경우에 비하여 각각 25% 증가와 24% 감소를 보였다.

#### 3.2 정상 및 다양한 인공 추간판을 삽입한 모델의 척추 거동

400N의 압축하중과 5Nm의 굽힘 모멘트를 가하였을 경우, 인공 추간판을 삽입한 모델의 거동은 정상의 척추와 큰 차이를 보이지 않았다. 하지만 400N의 압축 하중 및 5Nm의 신전 모멘트를 가한 경우에는 정상이 약 9.1도의 회전을 보인데 반하여 ProDisc II, Maverick, SB Charite III 인공 추간판을 삽입한 모델에서 각각 2.3, 2.9, 2.4도 큰 회전을 보였다. 또한 신전 시 전체 회전각도에 대한 L4-L5 분절의 회전 비율은 정상 모델에서 23.3% 였으나, ProDisc II, Maverick, SB Charite III 삽입 모델에서는 정상에 비해 각각 13.2, 15.5, 15.8% 씩 증가하였다(Fig. 3).

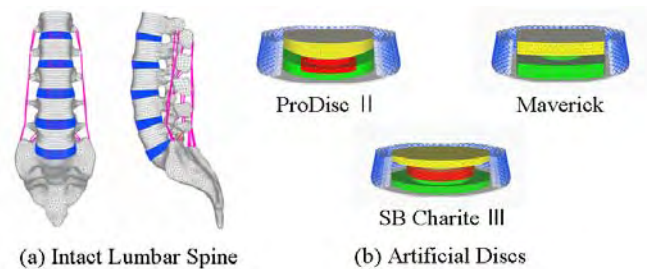


Fig. 1 Finite element model of intact lumbar spine model(a) and three different artificial discs(b)

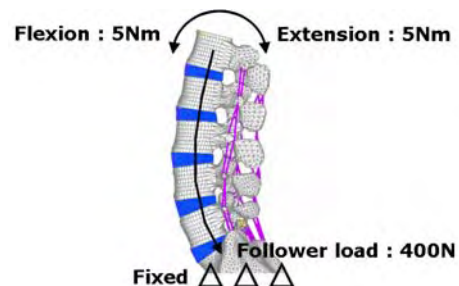


Fig. 2 Loading and boundary conditions

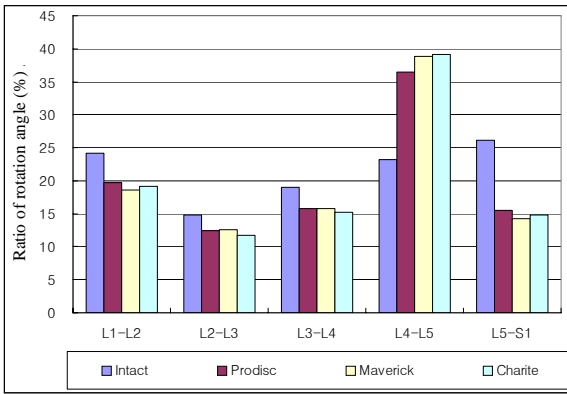


Fig. 3 Ratio of rotation angle of each spinal segment under extension loading condition

### 3.3 후관절에서의 접촉력

인공 추간판을 삽입하지 않은 분절에서의 후관절 접촉력은 큰 차이를 보이지 않았다. 하지만 ProDisc II, Maverick, SB Charite III 인공 추간판을 삽입한 L4-L5 분절에서 정상에 비하여 각각 2.2, 2.8, 2.2배씩 큰 접촉력을 보였다.

### 3.4 인공 디스크에 걸리는 응력

CoCrMo 합금으로만 이루어진 Maverick은 제외하고, ProDisc II 와 SB Charite III의 폴리에틸렌 삽입물에 걸리는 응력을 분석하였다. 신전에서는 ProDisc II와 SB Charite III가 각각 25.3, 26.5MPa로 큰 차이가 없었으나, 굽힘에서는 ProDisc II가 52.3MPa로 SB Charite III의 20.1MPa에 비해 2배 이상 큰 응력을 최대 응력을 나타냈다(Fig. 4).

## 4. 고찰

정상 척추 모델을 이용한 기존의 연구 결과와 비교해 볼 때, L1-L2 분절에서의 강성도가 낮게 나타났으나, 전체적으로 척추의 거동 경향 등이 유사하게 나타남을 알 수 있었다. 또한, 추적 하중 경로로의 하중 부가 역시 Rohlmann<sup>7</sup> 등의 연구와 비교하여 유사한 경향을 보였다. 따라서 본 연구에서 개발한 척추 모델과 추적 하중 경로의 묘사 방법이 연구에 활용 가능한 타당한 것임을 알 수 있다.

신전 하중 조건에서 인공 추간판 삽입 분절인 L4-L5 분절에서의 운동량이 정상상태의 모델과 비교하여 더 큰 변화량을 가지는 것을 볼 수가 있었다. 이로 인하여 인공 추간판을 삽입한 분절에서 정상에 비하여 높은 후관절 접촉력을 나타내었다.

폴리에틸렌 코어의 재질인 UHMWPE는 약 20MPa의 항복응력을 가진다. 이를 토대로 볼 때, ProDisc II의 경우 굽힘 하중에서 순간적으로 항복응력 이상의 응력이 폴리에틸렌 코어에 걸림으로써 인공 추간판의 파손을 야기할 수 있을 것으로 여겨진다. 굽힘 뿐 아니라 신전에서도 ProDisc II, SB Charite III 모두에서 작거나 항복보다 높은 응력을 보임으로써, 이러한 하중 조건이 장기적으로 인공 추간판의 파손에 영향을 미칠 수도 있을 것으로 판단된다.

## 5. 결론

인공 추간판을 삽입하였을 경우, 굽힘 하중에서의 척추의 거동은 인공 추간판을 삽입한 모든 모델에서 정상과 유사한 결과를 보였다. 하지만, 신전에서는 수술 부위의 회전이 정상에 비해서 모두 크게 나타남을 알 수 있었으며, 이로 인하여 후관절에 높은 힘이 걸림을 확인하였다. 굽힘에서 ProDisc II의 경우 항복보다 높은 응력으로 인하여 인공 추간판의 파손이 우려되며, 이러한 문제점을 해결하기 위하여 수술 방법의 보완이 필요하다. 향후 본 연구는 후관절에 걸리는 하중을 낮추고 굽힘 및 신전에서 항복보다 낮은 응력이 작용하는 새로운 임플란트 개발에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

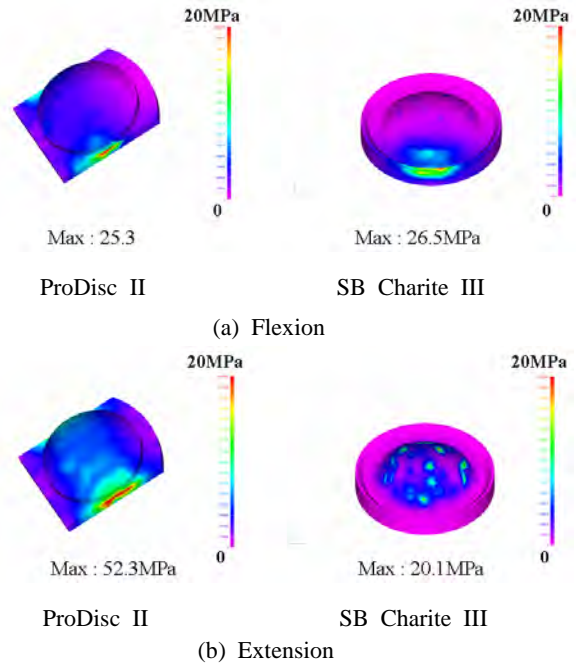


Fig. 4 Von-mises stress of ProDisc II and SB Charite III under (a) flexion and (b) extension loading condition

## 후기

이 논문은 산업자원부에서 시행한 전력산업 인프라구축지원 사업으로 수행된 논문입니다.

이 연구는 한국과학기술정보연구원(KISTI)과 가톨릭응용해부연구소(CIAA)가 제공하는 디지털 코리안 인체 정보를 사용하였습니다.

## 참고문헌

1. 김영은, 윤상석, 정상기, "순간중심 고정식 및 이동식 인공디스크 적용에 대한 유한요소 모델을 이용한 생체역학적 분석", 한국정밀공학회지, 23, 176-182, 2006.
2. Natarajan, R. N. and Andersson, G. B. J., "The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading", Spine, 24(18), 1973-1881, 1999.
3. Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A. and Engin, A. E., "Rate effect on sharing of passive lumbar motion segment under load-controlled sagittal flexion: viscoelastic finite element analysis", Theoretical and Applied Fracture Mechanics, 32, 119-128, 1999.
4. Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T. and Oxalnd, T., "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint", Spine, 14, 1256-1260, 1989
5. Goto, K., Tajima, N. and Chosa, E., "Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels", Journal of Orthopaedic Science, 8, 577-584, 2003.
6. Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G. and Wilke, H. J., "Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine", Spine, 26, E557-E561, 2001.
7. Rohlmann, A., Zander, T. and Bergmann, G., "Effect of total disc replacement with prodisc on intersegmental rotation of the lumbar spine", Spine, 30(7), 738-743, 2005.